

⑬ 日本国特許庁 (JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報 (A)

昭55—44239

⑤ Int. Cl.³
H 04 R 25/00
// A 61 F 11/00
H 04 R 17/02

識別記号

庁内整理番号
7168—5D
6670—4C
7346—5D

④ 公開 昭和55年(1980)3月28日

発明の数 1
審査請求 有

(全 3 頁)

⑭ 植込型補聴器用変換器

国分寺市東元町3丁目20番41号
リオン株式会社内

① 特 願 昭53—116973

⑦ 出 願 人 リオン株式会社

② 出 願 昭53(1978)9月22日

国分寺市東元町3丁目20番41号

③ 発 明 者 荒木宏昌

明 細 書

1. 発明の名称 植込型補聴器用変換器
2. 特許請求の範囲
 - (1) 人体から取出した筋膜のごとき1対の膜状体によって圧電素子を挾持してなることを特徴とする植込型補聴器用変換器。
 - (2) 圧電素子表面をシリコン系ゴムのごとき生体反応性のない材料でコーティングしてなる特許請求の範囲(1)記載の変換器。
 - (3) 圧電素子に複数の貫通孔を適宜設けてなる特許請求の範囲(1)記載の変換器。
 - (4) 電気—機械変換部と電気信号伝達部とを単一の圧電高分子材料で構成してなる特許請求の範囲(1)記載の変換器。

3. 発明の詳細な説明

この発明は人体への植え込みを目的とした補聴器に用いるマイクロホンおよびレンーパなどの変換器に関する。

現在、中耳炎その他の疾病による中耳伝音器の欠損に対し聴力を回復する目的で鼓室成形手

術が広く行われている。しかしながら多くの場合、重度の中耳炎患者は伝音性難聴のみでなく感音性難聴も伴っており、鼓室成形手術のみでは十分な聴力回復が期待できず、実際には手術後も補聴器を必要としている。

そこで、鼓室成形手術に際し植え込み型補聴器を組み入れるようにすれば、手術後あらためて補聴器を用いるわずらわしさから解放されることになる。

この発明は鼓室成形手術における鼓膜形成に際し鼓膜自体に植え込み型補聴器のマイクロホンまたはレンーパの機能をもたせるものである。

すなわち、鼓膜形成手術では一般に筋膜等を代替鼓膜として用いるが、2枚の筋膜の中間に圧電高分子材料または圧電磁器材料をはさみ込む複合膜をもって代替鼓膜とし、外耳に加わる音響信号を電気信号に変換したり、あるいは逆にこの複合膜に電気信号を加えて振動を起し、耳小骨連鎖を介して内耳へ機械的刺激を与えるものである。

2 字

1 字

以下図面の実施例についてこの発明を説明すると、第1図は、この発明になる複合膜のマイクロホンとしての実施例であり、外耳道5を横切って張設される複合膜1はリード線によりアンプ、電池等を含む補聴器本体2に電氣的に接続されている。3は電気信号を機械的信号に変えて直接内耳を刺激するための変換器で、本体2からのリード線を伴って前庭窓4に適当な方法で取り付けられている。外耳道5に加えられる音響信号は複合膜1によって電気信号に変換され、本体2にて適当に電気処理されて変換器3を介して前庭窓4に機械的刺激を与えることになる。この場合、耳小骨連鎖は必要とされない。

第2図は、レシーバとしての実施例である。外耳道5に加えられる音響信号は外耳道内に音口を位置させたマイクロホン16により電気信号に変換され本体12へと導かれる。本体12で適宜処理された電気信号は、複合膜11により機械的信号に変換されて耳小骨連鎖17を経て前庭窓14

を刺激する。耳小骨連鎖17が欠落している場合、他の代替耳小骨を取り付ける手術がすでに行われており、これにより複合膜11と前庭窓14を機械的に結合することは比較的容易である。

複合膜は、外耳道側壁に凹所を設け、その開口部に張設してもよい。

次に、本発明の変換器についてさらに詳しく説明する。

第3図における22は、例えば患者の側頭筋部など人体より取り出した筋膜など、通常の鼓膜形成手術に用いられる代替鼓膜であり、この膜を2枚用いて圧電素子23をはさみ込んで複合膜を構成する。圧電素子23の材料には圧電磁器材料および圧電高分子材料が適当である。

圧電磁器材料では、チタン酸バリウムやジルコンチタン酸鉛のバイモルフあるいは片面金属板の非対称バイモルフを円板や短冊状に加工して屈曲振動を利用するが、もとより低い鼓膜の音響インピーダンスを引き上げないためには薄く細長い短冊形状が好ましい。

1字訂正

-3-

-4-

第4図は圧電磁器素子の例であるが、圧電磁器31の表面には銀焼き付け等の電極32を施し、半田付けなどによってリード線34が結合される。代替鼓膜が筋膜などの生体組織の場合、圧電素子に複数の貫通孔33を設けると、圧電素子を包み込む筋膜の組織がこの孔を通じて成長するようになり、圧電素子との機械的結合はより強固にする。このとき、圧電素子31およびリード線34の全表面を生体反応性のないシリコン系ゴムやフッ素系樹脂等のコーティング材料35でおおうことは言うまでもない。

第5図は圧電高分子材料を用いた圧電素子の例である。圧電高分子材料としてはポリフッ化ビニリデン(PVDF)やポリフッ化ビニル(PVF)などが適しており、これら材料は磁器材料と異なってコンプライアンスが大きいため円板状バイモルフとして用いても膜の音響インピーダンスをさほど下げずにすむこと、材料自身に曲げ圧電性をもっているため必ずしもバイモルフ構造をとる必要がないし、折り曲げに対して高強

度をもつため取り扱い易いといった長所を有する。ただし圧電高分子材料の電極がアルミニウムまたはニッケル蒸着により形成されること、ならびに材料自体熱に弱いこともあって、リード線の結合は常温硬化型の導電性接着剤に頼らざるを得ない。しかし、接着剤によるリード線結合方法は、素子が小形になればなるほど作業性、接着強度共に悪くなり実際上良い方法とは言えない。

そこで本発明は、図のように圧電素子の一部を細長く延長してその部分自体をリード線40bとすることにより、結合のための作業を省略し、結合による強度低下の問題も解消した。なお、円形部40aのみにあらかじめ分極を施してのち全体を蒸着すれば、リード線部分40bに圧電性は付与されず、ためにリード線部分40bを圧電的に取扱う必要は全くない。

その他、複数の貫通孔41は前述した圧電磁器材料の場合と同様の効果があり、全体を生体反応性のないコーティング材料でおおうことは

-5-

-6-

当然である。

このように、筋膜等と圧電素子を組み合わせた複合膜を代替鼓膜とするな^らず^に確立された鼓膜形成手術の手法を用いて、マイクロホンおよびレシーバを極めて容易に生体内に形成することができる。

特に、頭部や耳介による音の回折や外耳道共振による音響特性が人の聴こえに対する重要な要素となっている以上、マイクロホンは本来鼓膜位置にあることが望ましく、本発明複合膜はこの点からも理想的な変換器と言える。

一方、レシーバとしての使用でも、従来の補聴器用レシーバで経験されるような外耳道の圧迫感がなく、目立たず、快適な補聴が実現されるし、前庭窓に取付けるレシーバに比べて手術の安全性も高いなど多くの特長がある。

かくして、本発明により挿込型補聴器の有用性が一段と向上したことは明らかである。

4. 図面の簡単な説明

第1図、第2図はそれぞれこの発明の変換器

特開昭55-44239(3)

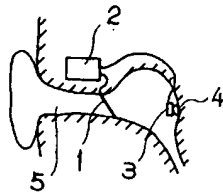
の装着状態を示す略図、第3図はこの発明の一実施例分解斜視図、第4図は同じく他の実施例の一部切欠き斜視図。第5図は同じくさらに他の実施例の要部斜視図である。

1, 11: 複合膜, 2, 12: 補聴器本体,
3: 変換器, 4, 14: 前庭窓, 5, 15: 外
耳道, 16: マイクロホン, 17: 耳小骨連
鎖, 22: 筋膜, 23, 31: 圧電素子,
32: 電極, 33, 41: 貫通孔, 34, 40b
: リード線, ³⁵₃₅: コーティング材料, 40a: 円
形部。

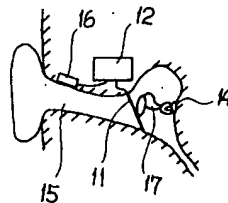
特許出願人 リオン株式会社

-7-

-8-



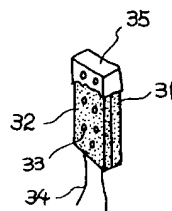
第1図



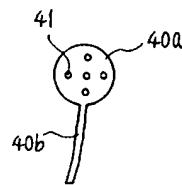
第2図



第3図



第4図



第5図